



①⑨ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Gebrauchsmuster**
⑩ **DE 298 20 904 U 1**

⑤① Int. Cl. 6:
A 61 F 2/00

②① Aktenzeichen:	298 20 904.7
②② Anmeldetag:	23. 11. 98
④⑦ Eintragungstag:	29. 4. 99
④③ Bekanntmachung im Patentblatt:	10. 6. 99

DE 298 20 904 U 1

⑦③ Inhaber: Schneider, Urs, 69118 Heidelberg, DE	
⑦④ Vertreter: Schoppe & Zimmermann, 81479 München	

⑤④ Prothese für Beinamputierte

DE 298 20 904 U 1

5696/G/001

Heidelberg, 23. November 1998/as:

G e b r a u c h s m u s t e r a n m e l d u n g

des Herrn

Urs Schneider
Steinbachweg 24

69118 Heidelberg

betreffend eine

„Prothese für Beinamputierte“

Die Erfindung betrifft eine Prothese für Beinamputierte, insbesondere im Falle von Unterschenkelamputationen, mit einem ein Längsgewölbe aufweisenden Prothesenfuß.

Prothesen für Beinamputierte der in Rede stehenden Art sind seit langem aus der Praxis bekannt und existieren in den unterschiedlichsten Ausführungsformen. Bei einer Prothese für Beinamputierte ist eine möglichst optimale Anpassung an die physiologischen Vorgaben durch noch vorhandene Hüft- und/oder Kniegelenke des Prothesenträgers von besonderer Bedeutung. Insbesondere das Kniegelenk stellt eine äußerst sensible Funktionseinheit dar, die bei einer ungünstig konstruierten und unzureichend angepaßten Prothese schnell einen übermäßigen Verschleiß zeigt.

Die Anpassung einer Prothese an die physiologischen Vorgaben des Prothesenträgers in Form noch vorhandener Hüft- und/oder Kniegelenke muß dabei insbesondere die natürliche Fußbewegung während des Gehens berücksichtigen. Der menschliche Fuß bewegt sich vorwiegend in der Sagittalebene vor allem im oberen Sprunggelenk als Dorsal- und Plantarflexion. Daneben aber darf die ebenfalls wichtige Pro/Supination (In-/Eversion) nicht vergessen werden, eine komplexe Bewegung, die sowohl im unteren Sprunggelenk wie an den kleinen Gelenken des Mittelfußes abläuft. Schließlich wirken Torsionskräfte in der Transversalebene auf den Fuß. Von einem Prothesenfuß ist daher zu erwarten, daß auch er in diesen Ebenen beweglich ist.

Bisher bekannte Prothesen für Beinamputierte zeigen insbesondere hinsichtlich der In- und Eversionsbewegung erhebliche Schwächen, die einen erheblichen Verschleiß in beispielsweise einem Kniegelenk nach sich ziehen. Folglich muß der Prothesenträger eine meist dauerhafte Schädigung beispielsweise des Kniegelenks bei häufigem Einsatz der Prothese in Kauf nehmen.

Der vorliegenden Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine Prothese für Beinamputierte der in Rede stehenden Art anzugeben, bei der ein übermäßiger Gelenkverschleiß des Prothesenträgers mit konstruktiv einfachen Mitteln weitestgehend vermieden ist.

Erfindungsgemäß wird die voranstehende Aufgabe durch die Merkmale des Schutzanspruchs 1 gelöst. Danach ist die in Rede stehende Prothese derart ausgestaltet, daß das Längsgewölbe asymmetrisch mit einem gegenüber einem lateralen Gewölbebereich höheren medialen Gewölbebereich ausgebildet ist.

In erfindungsgemäßer Weise ist erkannt worden, daß ein asymmetrisch ausgebildetes Längsgewölbe die obige Aufgabe auf überraschend einfache Weise löst. Durch die Ausbildung des Längsgewölbes mit unterschiedlich hohen lateralen und medialen Gewölbebereichen wird die Inversion des Prothesenfußes beim Auftreten des Prothesenfußes gefördert. Der herkömmliche Prothesenfuß mit einem symmetrischen Längsgewölbe zeigt aufgrund der Materialelastizität des Prothesenfußes lediglich eine Dämpfungsfunktion beim Auftreten. Bei der erfindungsgemäßen Prothese kann sich der mediale Bereich unter vertikaler Belastung stärker absenken als der laterale Bereich. Dies führt des weiteren wie beim physiologischen Gangzyklus des Menschen zu einer Innenrotation eines gegebenenfalls vorgesehenen Prothesenschafts. Beim Anheben des Prothesenfußes nimmt dieser aufgrund der Elastizität des Prothesenfußes wieder seine Ausgangsstellung ein. Aufgrund der erzeugten Inversions- und Eversionsbewegung des Prothesenfußes in Verbindung mit einer Innenrotation eines Prothesenschafts ist der Verschleiß in beispielsweise einem Kniegelenk erheblich reduziert.

Mit der erfindungsgemäßen Prothese für Beinamputierte ist die Gangasymmetrie gegenüber herkömmlichen Prothesen deutlich reduziert. Dabei fällt das Vorhandensein einer Prothese bei dem Prothesenträger weniger auf. Des weiteren ist der Gang des Prothesenträgers bei reduziertem Sauerstoffverbrauch ökonomisiert. Zusätzlich treten bei dem Prothesenträger weniger Lendenwirbelsäulenschäden auf. Schließlich ist der Knievalgusstreß reduziert, wodurch eine Schonung des medialen Kniebandapparats und damit ein Schutz vor Gelenkinstabilität und konsekutiver Arthrose bewirkt ist. Insgesamt sind zufriedenere Prothesenträger das Ergebnis.

Folglich ist mit der erfindungsgemäßen Prothese eine Prothese realisiert, bei der ein übermäßiger Gelenkverschleiß des Prothesenträgers mit konstruktiv einfachen Mitteln weitestgehend vermieden ist.

Hinsichtlich der Förderung der Inversion ist es besonders günstig, wenn der mediale Gewölbebereich länger ist als der laterale Gewölbebereich. Hierdurch wird das Absenken des Gewölbes im medialen Bereich weiter begünstigt.

Zur Gewährleistung eines besonders glatten und ruckfreien Gangverlaufs könnte der mediale Gewölbebereich stetig in den lateralen Gewölbebereich übergehend ausgebildet sein. Hinsichtlich einer weiteren Förderung der Inversion könnte der mediale Gewölbebereich eine geringere Materialdicke aufweisen als der laterale Gewölbebereich. Auch durch diese Maßnahme ist das Absenken im medialen Gewölbebereich begünstigt. Dabei könnte die Materialdicke vom lateralen Gewölbebereich zum medialen Gewölbebereich hin stetig abnehmen, wodurch ein besonders glatter Gangverlauf gewährleistet ist.

Hinsichtlich eines besonders sicheren und weichen Auftretens könnte der Prothesenfuß am hinteren Ende eine beim platten Auftreten des Prothesenfußes auf einen Untergrund vom Untergrund abragenden Endbereich aufweisen. Der Endbereich könnte dabei über einen hinteren Auftrittsbereich an das Längsgewölbe angrenzen.

Der hintere Auftrittsbereich und/oder der Endbereich könnten im wesentlichen konvex ausgebildet sein. Dabei könnte die Konvexität des Endbereichs bzw. des hinteren Auftrittsbereichs derart vorgegeben werden, daß schon beim Kontakt der Prothese mit einem Untergrund eine leichte Inversionsstellung vorgegeben ist. Durch die Konvexität wird das weitere individuellen Auftrittsgewohnheiten unterschiedlicher Prothesenträger Rechnung getragen. In jedem Fall ist die Konvexität derart ausgebildet, daß der Prothesenfuß zur Inversion neigt.

Zur weiteren Förderung der Inversion könnte der hintere Auftrittsbereich schräg zur Längsrichtung des Prothesenfußes im wesentlichen von hinten innen nach vorn seitlich ausgebildet sein. Der hintere Auftrittsbereich könnte einen im wesentlichen linienförmigen Auflagebereich aufweisen, wodurch einerseits ein sicheres Auftreten und andererseits eine Richtungsvorgabe zur Inversion ermöglicht ist. Insoweit könnte im Bereich des linienförmigen Auflagebereichs keine Konvexität mehr vorliegen.

Der hintere Auftrittsbereich erlaubt einen initialen Übergang von Inversion in Eversion des Fußes und eine zunehmende Innenrotation des Unterschenkels beim Fersenstoß ähnlich natürlichen Verhältnissen.

Zur Vermeidung übermäßiger Stoßbelastungen des Prothesenträgers könnten der Prothesenfuß und insbesondere der hintere Auftrittsbereich eine Stoßdämpfungseinrichtung aufweisen. Hierbei könnte die Stoßdämpfungseinrichtung ein Polster, insbesondere ein Fersenpolster, umfassen. Zur Gewährleistung einer besonders hohen Wirkung der Stoßdämpfungseinrichtung könnte diese oder das Polster an der Unterseite des hinteren Auftrittsbereichs angeordnet sein.

Zur Gewährleistung eines sicheren Abrollens des Prothesenfußes beim Gehen könnte der Prothesenfuß am vorderen Ende einen beim platten Auftreten des Prothesenfußes auf einen Untergrund vom Untergrund abragenden Zehenbereich aufweisen. Mit anderen Worten steht der Zehenbereich bei eben aufgesetztem Prothesenfuß in einem vorgegebenen Winkel vom Untergrund ab. Dabei könnte der Zehenbereich über einen vorderen Auftrittsbereich an das Längsgewölbe angrenzen.

Zur Förderung des Übergangs in die Inversion in der späten Standphase könnte der vordere Auftrittsbereich in ventromedialer Richtung schräg zur Längsrichtung des Prothesenfußes ausgebildet sein. Zum gleichen Zweck könnte im Bereich des vorderen Auftrittsbereichs, vorzugsweise im Bereich des metatarsophalangealen Übergangs im Sinne des Metatarsalbruchs nach Mann, eine Verbindungseinrichtung vorgesehen sein, die ein Schwenken des Zehenbereichs gegen das Längsgewölbe um eine Schwenkachse ermöglicht. Dadurch wird der Übergang in die Inversion des Fußes und die Außenrotation des Unterschenkels unterstützt. Dabei könnte die Schwenkachse in ventromedialer Richtung schräg zur Längsrichtung des Prothesenfußes angeordnet sein.

Ein besonders sicheres Schwenken des Zehenbereichs könnte dadurch gewährleistet sein, daß die Verbindungseinrichtung ein Gelenk aufweist. Das Gelenk könnte dabei scharnierartig aufgebaut sein.

Alternativ zu einem Gelenk könnte die Verbindungseinrichtung einen flexiblen Materialbereich aufweisen. Dadurch wäre eine besonders einfache Ausgestaltung realisiert.

Im Hinblick auf ein besonders sicheres Zurückschwenken des Zehenbereichs in seine Ausgangsstellung könnte die Verbindungseinrichtung ein Federelement aufweisen, das den Zehenbereich vorspannt. Damit der Zehenbereich aufgrund der Vorspannung nicht bis zur Auflage auf einen Untergrund bewegt wird, könnte ein Anschlag vorgesehen sein, der ein Schwenken des Zehenbereichs nur bis in seine vom Untergrund abragende Ausgangsstellung ermöglicht. Mit anderen Worten könnte der Zehenbereich aus seiner Ausgangsstellung nur nach oben geschwenkt werden. Als Federelement könnte eine Blattfeder oder eine Drehfeder vorgesehen sein.

Zur Gewährleistung einer physiologisch günstigen Abrollstruktur des Prothesenfußes könnte eine Betonung der Großzehe vorgesehen sein.

Weiterhin zur Erleichterung der Inversionsstellung könnte dem Prothesenfuß ein Koppelglied im Sinne einer Plantaraponeurose zugeordnet sein. Dabei könnte das Koppelglied im Sinne eines Dreigelenkstabwerks ausgebildet sein. Genauer gesagt, könnte sich das Koppelglied zwischen dem Zehenbereich und dem hinteren Ende des Längsgewölbes, dem hinteren Auftrittsbereich oder dem Endbereich erstrecken. Ein derartiges Koppelglied erhöht aufgrund einer Zugbewegung das Längsgewölbe während des Abstoßens der Zehen in Dorsalextension und zwingt den Fuß damit in Inversion und den Unterschenkel in Außenrotation. Es handelt sich dabei um eine Art Windenmechanismus um quasi den vorderen Auftrittsbereich herum. Der Windenmechanismus wird durch die Verlagerung des Körperschwerpunkts angetrieben. Durch den Zug des Koppelglieds erhöht sich das Längsgewölbe mehr medial als lateral. Dies führt dann zur Inversion des Fußes und zur Außenrotation des Unterschenkels. Das Koppelglied erleichtert auch die Energiespeicherung zum Abstoßen der Zehen durch Spannung des Längsgewölbes.

In funktionell besonders günstiger Weise könnte das Koppelglied im wesentlichen parallel zur Sagittalebene angeordnet sein. Hinsichtlich einer besonders harmonischen und glatten Fußbewegung könnte das Koppelglied elastisch ausgebildet sein.

Jedoch sollte die Elastizität so hoch sein, daß eine Erhöhung des Längsgewölbes nicht auftritt.

Im Hinblick auf eine sichere Führung des Koppelglieds am Prothesenfuß könnte der vordere und/oder der hintere Auftrittsbereich eine Ausnehmung aufweisen. Damit ist ein schneller Verschleiß des Koppelglieds weitestgehend vermieden.

Hinsichtlich einer sicheren Adaption der Prothese an einen Prothesenträger könnte mit dem Prothesenfuß ein Prothesenschaft zur Verbindung mit dem Amputationsstumpf gekoppelt sein. Eine besonders schonende Kopplung könnte durch eine kardanische Kopplung des Prothesenfußes mit dem Prothesenschaft realisiert sein. Das Auftreten von Gelenkverschleißerscheinungen ist dadurch weiter reduziert.

Die Kopplung könnte einerseits mittels eines Kardangelenks realisiert sein. Derartige Kardangelenke sind in unterschiedlichsten Größen und Ausgestaltungen bekannt.

Alternativ hierzu könnte die Kopplung mittels eines bandförmigen Materialstreifens realisiert sein. Der Materialstreifen könnte dabei zumindest zwei Streifenabschnitte umfassen. Zur individuellen Anordnung der Streifenabschnitte zueinander könnten die Streifenabschnitte über ein Koppellement miteinander verbunden sein. Hierdurch könnten die Streifenabschnitte im Bereich des Koppellements in einem Winkel von 90° oder weniger zueinander angeordnet sein. Durch die Anordnung der Streifenabschnitte im Winkel zueinander sind bevorzugte Bewegungs- bzw. Biegerichtungen der Streifenabschnitte vorgegeben. Die Überlagerung der bevorzugten Biegerichtungen ergibt Bewegungsmöglichkeiten in den gewünschten Raumrichtungen und Ebenen.

In einer besonders einfachen Ausgestaltung und alternativ zu einer Ausgestaltung mit mehreren Streifenabschnitten könnte sich der Materialstreifen vom Prothesenfuß aus unter einer Drehung oder Verwindung um etwa 90° zum Prothesenschaft hin erstrecken. Dabei könnte sich der Materialstreifen vom hinteren Ende des Prothesenfußes aus, entlang des Endbereichs und eines hinteren Teils des Längsgewölbes, bis zum Prothesenschaft erstrecken. Dadurch wäre eine besonders sichere Kopplung zwischen Prothesenschaft und Prothesenfuß gewährleistet.

Der Materialstreifen könnte im Bereich einer schräg zur Längsrichtung des Prothesenfußes verlaufenden Linie von dem Prothesenfuß abragen. Die Linie könnte im wesentlichen parallel zum vorderen Auftrittsbereich und/oder zur Schwenkachse verlaufen.

Mit der erfindungsgemäßen Prothese wird der natürliche Gangablauf eines Menschen weitestgehend imitiert. Dabei bezieht sich die Imitation insbesondere auf die physiologische Bewegung des unteren Sprunggelenks bzw. des Fußwurzelkomplexes. Die folgenden Funktionen des unteren Sprunggelenks sind dabei berücksichtigt:

Zunächst werden die axial-tibial wirkenden Kräfte bei initialem Bodenkontakt gedämpft. Zusätzlich ist eine kardanische Kopplung von Unterschenkel und Fuß vorgesehen, die bei herkömmlichen Prothesen nicht gegeben ist. Vielmehr findet die Längsrotation bei Trägern von nicht-kardanischen Füßen abrupt in der Schwungphase statt. Des weiteren ist mit der erfindungsgemäßen Prothese ein voller Bodenkontakt der Fußsohle auf ebener und unebener Fläche erzeugt. Schließlich ist der mediale Kniebandapparat vor übermäßigem Valgusstreß in der Standphase geschützt.

Es gibt nun verschiedene Möglichkeiten, die Lehre der vorliegenden Erfindung in vorteilhafter Weise auszugestalten und weiterzubilden. Dazu ist einerseits auf die dem Schutzanspruch 1 nachgeordneten Ansprüche, andererseits auf die nachfolgende Erläuterung zweier bevorzugter Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand der Zeichnung zu verweisen. In Verbindung mit der Erläuterung der bevorzugten Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand der Zeichnung werden auch im allgemeinen bevorzugte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Lehre erläutert. In der Zeichnung zeigen

Fig. 1 in einer perspektivischen Seitenansicht, schematisch und aus medialer Richtung, das erste Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Prothese,

- Fig. 2 in einer perspektivischen Seitenansicht, schematisch und sowohl aus medialer als auch aus lateraler Richtung, den Prothesenfuß des Ausführungsbeispiels aus Fig. 1,
- Fig. 3 in einer Draufsicht, in Durchsicht, einen menschlichen Fuß mit eingezeichnetem Metatarsalbruch nach Mann,
- Fig. 4 in einer Draufsicht, schematisch, den Prothesenfuß des Ausführungsbeispiels aus Fig. 1,
- Fig. 5 in einer perspektivischen Seitenansicht, schematisch und aus medialer Richtung, den Prothesenfuß des Ausführungsbeispiels aus Fig. 1 mit Koppelglied,
- Fig. 6 in einer Draufsicht, in Durchsicht, den Prothesenfuß des Ausführungsbeispiels gemäß Fig. 5,
- Fig. 7 in einer schematischen Seitenansicht und in einer Prinzipdarstellung, die Funktionsweise der Plantaraponeurose,
- Fig. 8 in einer Seitenansicht, schematisch, das zweite Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Prothese und
- Fig. 9 in einer Seitenansicht, schematisch, das zweite Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Prothese mit einem gegenüber der Darstellung aus Fig. 8 geänderten Koppelwinkel der Streifenabschnitte.

Fig. 1 zeigt in einer perspektivischen Seitenansicht, schematisch und aus medialer Richtung, das erste Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Prothese für Beinamputierte. Die hier gezeigte Prothese ist für Unterschenkelamputierte Prothesenträger gedacht. Die Prothese weist einen Prothesenfuß 1 mit einem Längsgewölbe 2 auf. Im Hinblick auf eine Förderung der Inversionsbewegung während des Laufens ist das Längsgewölbe 2 asymmetrisch mit einem gegenüber einem lateralen Gewölbebereich 3 höheren medialen Gewölbebereich 4 ausgebildet.

Des weiteren ist der mediale Gewölbebereich 4 länger als der laterale Gewölbebereich 3. Weiterhin weist der mediale Gewölbebereich 4 eine geringere Materialdicke auf als der laterale Gewölbebereich 3. Auch damit wird die Inversion gefördert.

Der Prothesenfuß weist am hinteren Ende einen Endbereich 5 auf. Der Endbereich 5 ragt beim Auftreten des Prothesenfußes 1 auf einen Untergrund von diesem Untergrund ab. Des weiteren grenzt der Endbereich 5 über einen hinteren Auftrittsbereich 6 an das Längsgewölbe 2 an. Die abragende Ausbildung des Endbereichs 5 erleichtert das Aufsetzen des Prothesenfußes 1 während des Gehens.

Zur weiteren Förderung der Inversion ist der hintere Auftrittsbereich 6 zum Endbereich 5 hin im wesentlichen konvex ausgebildet. Dabei ist der hintere Auftrittsbereich 6 schräg zur Längsrichtung des Prothesenfußes 1 im wesentlichen von hinten innen nach vorn seitlich ausgebildet. Hierbei bildet der hintere Auftrittsbereich 6 einen im wesentlichen linienförmigen Auflagebereich 7 auf einem Untergrund.

Am vorderen Ende des Prothesenfußes 1 weist der Prothesenfuß 1 einen Zehenbereich 8 auf, der beim platten Auftreten des Prothesenfußes 1 auf einen Untergrund vom Untergrund abragt. Zwischen dem Zehenbereich 8 und dem Längsgewölbe 2 ist ein vorderer Auftrittsbereich 9 gebildet. Der vordere Auftrittsbereich 9 ist dabei in ventromedialer Richtung schräg zur Längsrichtung des Prothesenfußes 1 ausgebildet. Im Bereich des vorderen Auftrittsbereichs 9 ist im Bereich des metatarsophalangealen Übergangs 10 im Sinne des Metatarsalbruchs nach Mann eine Verbindungseinrichtung 11 ausgebildet. Die Verbindungseinrichtung 11 ermöglicht ein Schwenken des Zehenbereichs 8 gegen das Längsgewölbe 2 um eine Schwenkachse 12. Auch die Schwenkachse 12 ist in ventromedialer Richtung schräg zur Längsrichtung des Prothesenfußes 1 angeordnet.

Die Verbindungseinrichtung 11 ist gelenkartig mit einem als Blattfeder 21 ausgebildeten Federelement ausgestaltet. Durch die Verbindungseinrichtung wird eine Schwenkbewegung vom Untergrund weg zum Längsgewölbe 2 hin ermöglicht. Weiter als in Fig. 1 gezeigt soll der Zehenbereich 8 nicht zum Untergrund hin schwenkbar sein. Hierzu könnte ein Anschlag vorgesehen sein, der die Schwenkbewegung um die Schwenkachse 12 limitiert.

Der vordere Auftrittsbereich 9 weist des weiteren eine Ausnehmung 14 zur Führung eines in Fig. 1 nicht gezeigten Koppelglieds 13 auf.

Der Prothesenfuß 1 ist mit einem Prothesenschaft 15 gekoppelt. Die Kopplung ist kardanisch mittels eines bandförmigen Materialstreifens 16 realisiert. Der Materialstreifen 16 erstreckt sich vom Prothesenfuß 1 aus unter einer Verwindung um etwa 90° bis zum Prothesenschaft 15. Dabei beginnt der Materialstreifen 16 am hinteren Ende des Prothesenfußes 1 im Endbereich 5. Der Materialstreifen 16 erstreckt sich entlang des Längsgewölbes 2 bis zum Prothesenschaft 15. Dabei ragt der Materialstreifen 16 im Bereich einer schräg zur Längsrichtung des Prothesenfußes 1 verlaufenden Linie 20 von dem Prothesenfuß 1 ab.

Fig. 2 zeigt in zwei perspektivischen Seitenansichten, schematisch und sowohl aus medialer als auch aus lateraler Richtung, den Prothesenfuß 1 des Ausführungsbeispiels aus Fig. 1. Dabei ist das Längsgewölbe 2 mit dem lateralen Gewölbebereich 3 und dem medialen Gewölbebereich 4 aus unterschiedlichen Perspektiven zu sehen.

Bei der unteren Darstellung ist die Ausgestaltung des Endbereichs 5 besonders gut erkennbar. Der Endbereich 5 erstreckt sich an der lateralen Seite derart nach oben, daß ungeachtet der Auftrittsgewohnheiten des Prothesenträgers immer eine Inversionsbewegung während des Auftretens gefördert ist. Hierzu ist der Endbereich 5 bereichsweise konvex ausgebildet.

Der hintere Auftrittsbereich 6 weist hingegen einen quasi linienförmigen Auflagebereich 7 auf. Wenn der Prothesenfuß 1 derart aufgesetzt ist, daß der Auflagebereich 7 Bodenkontakt hat, wird der Prothesenfuß 1 automatisch um und entlang dem Auflagebereich 7 geschwenkt. Hierdurch wird abermals die Inversion gefördert.

Der unteren Darstellung von Fig. 2 ist die Anordnung der Linie 20, von der aus der Prothesenschaft 15 abragt, besonders gut entnehmbar.

Fig. 3 zeigt in einer Draufsicht einen menschlichen Fuß mit eingezeichnetem Metatarsalbruch nach Mann. Die Darstellung ist in Durchsicht vorgesehen. Ausgehend von Fixpunkten 23 des menschlichen Fußes im Bereich des inneren und des äußeren Zehens und der Ferse ist der Prothesenfuß 1 ausgebildet. Man betrachte hierzu

insbesondere die Darstellung in Fig. 4, die in einer schematischen Draufsicht den Prothesenfuß 1 des Ausführungsbeispiels aus Fig. 1 zeigt.

In Fig. 4 sind mit Fig. 3 vergleichbare Fixpunkte 23 eingezeichnet. Im übrigen wird zur Beschreibung der Fig. 4 auf die vorherige Figurenbeschreibung verwiesen.

Fig. 5 zeigt in einer perspektivischen Seitenansicht noch einmal den Prothesenfuß 1 des Ausführungsbeispiels aus Fig. 1 in schematischer Weise und aus medialer Richtung gesehen. Dabei ist das Koppelglied 13 dargestellt, das im Sinne einer Plantaraponeurose ausgebildet ist. Das Koppelglied 13 erstreckt sich zwischen dem Zehenbereich 8 und dem hinteren Auftrittsbereich 6. Das Koppelglied 13 ist mittels Befestigungsmittel 22 an dem Prothesenfuß 1 befestigt.

Fig. 6 zeigt in einer Draufsicht und in durchsichtiger Darstellung den Prothesenfuß 1 des Ausführungsbeispiels gemäß Fig. 5. Hierbei ist der Verlauf des Koppelglieds 13 im wesentlichen parallel zur Sargittalebene erkennbar.

Fig. 7 zeigt in einer schematischen Seitenansicht und in einer Prinzipdarstellung die Funktionsweise der Plantaraponeurose. Es handelt sich hierbei um einen Windenmechanismus, der beim Gehen das Längsgewölbe 2 anhebt. Dabei windet die Dorsalextension der Zehen die Plantaraponeurose um die Metatarsale-Köpfchen (A). Durch konsekutiven Zug der Plantaraponeurose (B) erhöht sich das Längsgewölbe 2 mehr medial (E, G) als lateral (D, F). Dies führt zur Inversion des Fußes (C) und Außenrotation des Unterschenkels.

Die Fig. 8 und 9 zeigen in einer schematischen Seitenansicht das zweite Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Prothese 1. Dabei ist der bandförmige Materialstreifen 16 aus zwei Streifenabschnitten 17 und 18 aufgebaut. Die Verbindung zwischen den Streifenabschnitten 17 und 18 erfolgt über ein Koppellement 19. Im Bereich des Koppellements 19 sind die Streifenabschnitte 17 und 18 in einem Winkel von 90° oder weniger zueinander angeordnet.

In Fig. 8 ist der Koppelwinkel größer als in Fig. 9. Dies ist der Skizze rechts neben dem Materialstreifen 16 besonders gut entnehmbar, wobei mit den Buchstaben a und p der anteriore und der posteriore Bereich gekennzeichnet sind.

Das Koppellement 19 weist zur Verbindung mit den Streifenabschnitten 17 und 18 entsprechende längliche Ausnehmungen auf. Die Streifenabschnitte 17 und 18 können in den Ausnehmungen festgeklemmt werden. Hierbei ist eine Schraubklemmverbindung denkbar, so daß jeder Streifenabschnitt 17 und 18 separat an dem Koppellement 19 festklemmbar ist.

Der erfindungsgemäße Prothesenfuß 1 ist in einfacher Weise in eine Form einpaßbar, die individuell einem menschlichen Fuß nachbildbar ist. Die Prothese ist sowohl für Prothesenträger geeignet, die unterhalb des Knies amputiert sind, als auch für Prothesenträger, die oberhalb des Knies amputiert sind.

Hinsichtlich weiterer vorteilhafter Ausgestaltungen und Weiterbildungen der erfindungsgemäßen Lehre wird einerseits auf den allgemeinen Teil der Beschreibung und andererseits auf die beigefügten Schutzansprüche verwiesen.

Abschließend sei ganz besonders hervorgehoben, daß die zuvor rein willkürlich gewählten Ausführungsbeispiele lediglich zur Erörterung der erfindungsgemäßen Lehre dienen, diese jedoch nicht auf diese Ausführungsbeispiele einschränken.

Beilage 12

Schutzansprüche

1. Prothese für Beinamputierte, insbesondere im Falle von Unterschenkelamputationen, mit einem ein Längsgewölbe (2) aufweisenden Prothesenfuß (1),
dadurch gekennzeichnet, daß das Längsgewölbe (2) asymmetrisch mit einem gegenüber einem lateralen Gewölbebereich (3) höheren medialen Gewölbebereich (4) ausgebildet ist.
2. Prothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der mediale Gewölbebereich (4) länger ist als der laterale Gewölbebereich (3).
3. Prothese nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der mediale Gewölbebereich (4) stetig in den lateralen Gewölbebereich (3) übergehend ausgebildet ist.
4. Prothese nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß der mediale Gewölbebereich (4) eine geringere Materialdicke aufweist als der laterale Gewölbebereich (3).
5. Prothese nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Materialdicke vom lateralen Gewölbebereich (3) zum medialen Gewölbebereich (4) hin stetig abnimmt.
6. Prothese nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Prothesenfuß (1) am hinteren Ende einen beim platten Auftreten des Prothesenfußes (1) auf einen Untergrund vom Untergrund abragenden Endbereich (5) aufweist.
7. Prothese nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der Endbereich (5) über einen hinteren Auftrittsbereich (6) an das Längsgewölbe (2) angrenzt.
8. Prothese nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, daß der hintere Auftrittsbereich (6) und/oder der Endbereich (5) im wesentlichen konvex ausgebildet ist.

9. Prothese nach Anspruch 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, daß der hintere Auftrittsbereich (6) schräg zur Längsrichtung des Prothesenfußes (1) im wesentlichen von hinten innen nach vorn seitlich ausgebildet ist.
10. Prothese nach einem der Ansprüche 7 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß der hintere Auftrittsbereich (6) einen im wesentlichen linienförmigen Auflagebereich (7) aufweist.
11. Prothese nach einem der Ansprüche 7 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß der Prothesenfuß und insbesondere der hintere Auftrittsbereich (6) eine Stoßdämpfungseinrichtung aufweisen.
12. Prothese nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Stoßdämpfungseinrichtung ein Polster umfaßt.
13. Prothese nach Anspruch 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Stoßdämpfungseinrichtung oder das Polster an der Unterseite des hinteren Auftrittsbereichs (6) angeordnet ist.
14. Prothese nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß der Prothesenfuß (1) am vorderen Ende einen beim platten Auftreten des Prothesenfußes (1) auf einen Untergrund vom Untergrund abragenden Zehenbereich (8) aufweist.
15. Prothese nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß der Zehenbereich (8) über einen vorderen Auftrittsbereich (9) an das Längsgewölbe (2) angrenzt.
16. Prothese nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß der vordere Auftrittsbereich (9) in ventromedialer Richtung schräg zur Längsrichtung des Prothesenfußes (1) ausgebildet ist.
17. Prothese nach Anspruch 15 oder 16, dadurch gekennzeichnet, daß im Bereich des vorderen Auftrittsbereichs (9), vorzugsweise im Bereich des metatarsophalangealen Übergangs (10) im Sinne des Metatarsalbruchs nach Mann, eine

Verbindungseinrichtung (11) vorgesehen ist, die ein Schwenken des Zehenbereichs (8) gegen das Längsgewölbe (2) um eine Schwenkachse (12) ermöglicht.

18. Prothese nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Schwenkachse (12) in ventromedialer Richtung schräg zur Längsrichtung des Prothesenfußes (1) angeordnet ist.

19. Prothese nach Anspruch 17 oder 18, dadurch gekennzeichnet, daß die Verbindungseinrichtung (11) ein Gelenk aufweist.

20. Prothese nach einem der Ansprüche 17 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß die Verbindungseinrichtung (11) einen flexiblen Materialbereich aufweist.

21. Prothese nach einem der Ansprüche 17 bis 20, dadurch gekennzeichnet, daß die Verbindungseinrichtung (11) ein Federelement aufweist.

22. Prothese nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, daß das Federelement eine Blattfeder (21) oder eine Drehfeder ist.

23. Prothese nach einem der Ansprüche 1 bis 22, dadurch gekennzeichnet, daß dem Prothesenfuß (1) ein Koppelglied (13) im Sinne einer Plantaraponeurose zugeordnet ist.

24. Prothese nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, daß das Koppelglied (13) im Sinne eines Dreigelenkstabwerks ausgebildet ist.

25. Prothese nach Anspruch 23 oder 24, dadurch gekennzeichnet, daß sich das Koppelglied (13) zwischen dem Zehenbereich (8) und dem hinteren Ende des Längsgewölbes (2), dem hinteren Auftrittsbereich (6) oder dem Endbereich (5) erstreckt.

26. Prothese nach einem der Ansprüche 23 bis 25, dadurch gekennzeichnet, daß das Koppelglied (13) im wesentlichen parallel zur Sagittalebene angeordnet ist.

27. Prothese nach einem der Ansprüche 23 bis 26, dadurch gekennzeichnet, daß das Koppelglied (13) elastisch ausgebildet ist.
28. Prothese nach einem der Ansprüche 23 bis 27, dadurch gekennzeichnet, daß der vordere (9) und/oder der hintere Auftrittsbereich (6) eine Ausnehmung (14) zur Führung des Koppelglieds (13) aufweisen.
29. Prothese nach einem der Ansprüche 1 bis 28, dadurch gekennzeichnet, daß mit dem Prothesenfuß (1) ein Prothesenschaft (15) zur Verbindung mit dem Amputationsstumpf gekoppelt ist.
30. Prothese nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, daß der Prothesenfuß (1) kardanisch mit dem Prothesenschaft (15) gekoppelt ist.
31. Prothese nach Anspruch 30, dadurch gekennzeichnet, daß die Kopplung mittels eines Kardangelenks realisiert ist.
32. Prothese nach einem der Ansprüche 29 bis 31, dadurch gekennzeichnet, daß die Kopplung mittels eines bandförmigen Materialstreifens (16) realisiert ist.
33. Prothese nach Anspruch 32, dadurch gekennzeichnet, daß der Materialstreifen (16) zumindest zwei Streifenabschnitte (17, 18) umfaßt.
34. Prothese nach Anspruch 33, dadurch gekennzeichnet, daß die Streifenabschnitte (17, 18) über ein Koppellement (19) miteinander verbunden sind.
35. Prothese nach Anspruch 34, dadurch gekennzeichnet, daß die Streifenabschnitte (17, 18) im Bereich des Koppellements (19) in einem Winkel von 90° oder weniger zueinander angeordnet sind.
36. Prothese nach einem der Ansprüche 32 bis 35, dadurch gekennzeichnet, daß sich der Materialstreifen (16) vom Prothesenfuß (1) aus unter einer Drehung oder Verwindung um etwa 90° bis zum Prothesenschaft (15) erstreckt.

37. Prothese nach einem der Ansprüche 32 bis 36, dadurch gekennzeichnet, daß sich der Materialstreifen (16) vom hinteren Ende des Prothesenfußes (1) aus, entlang des Endbereichs (5) und eines hinteren Teils des Längsgewölbes (2), bis zum Prothesenschaft (15) erstreckt.

38. Prothese nach einem der Ansprüche 32 bis 37, dadurch gekennzeichnet, daß der Materialstreifen (16) im Bereich einer schräg zur Längsrichtung des Prothesenfußes (1) verlaufenden Linie (20) von dem Prothesenfuß (1) abragt.

39. Prothese nach Anspruch 38, dadurch gekennzeichnet, daß die Linie (20) im wesentlichen parallel zum vorderen Auftrittsbereich (9) und/oder zur Schwenkachse (12) verläuft.

24.11.98

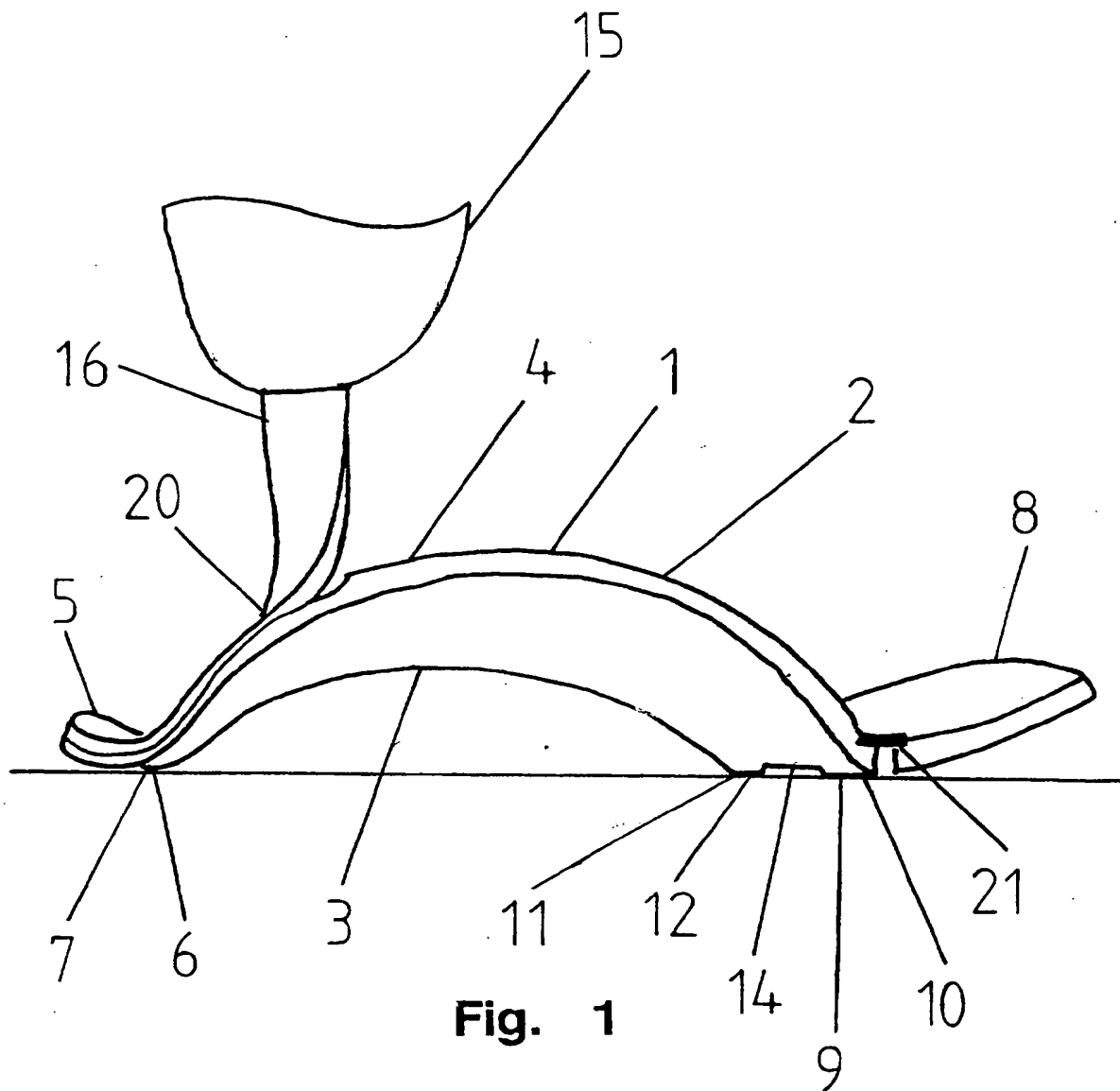


Fig. 1

24.11.98

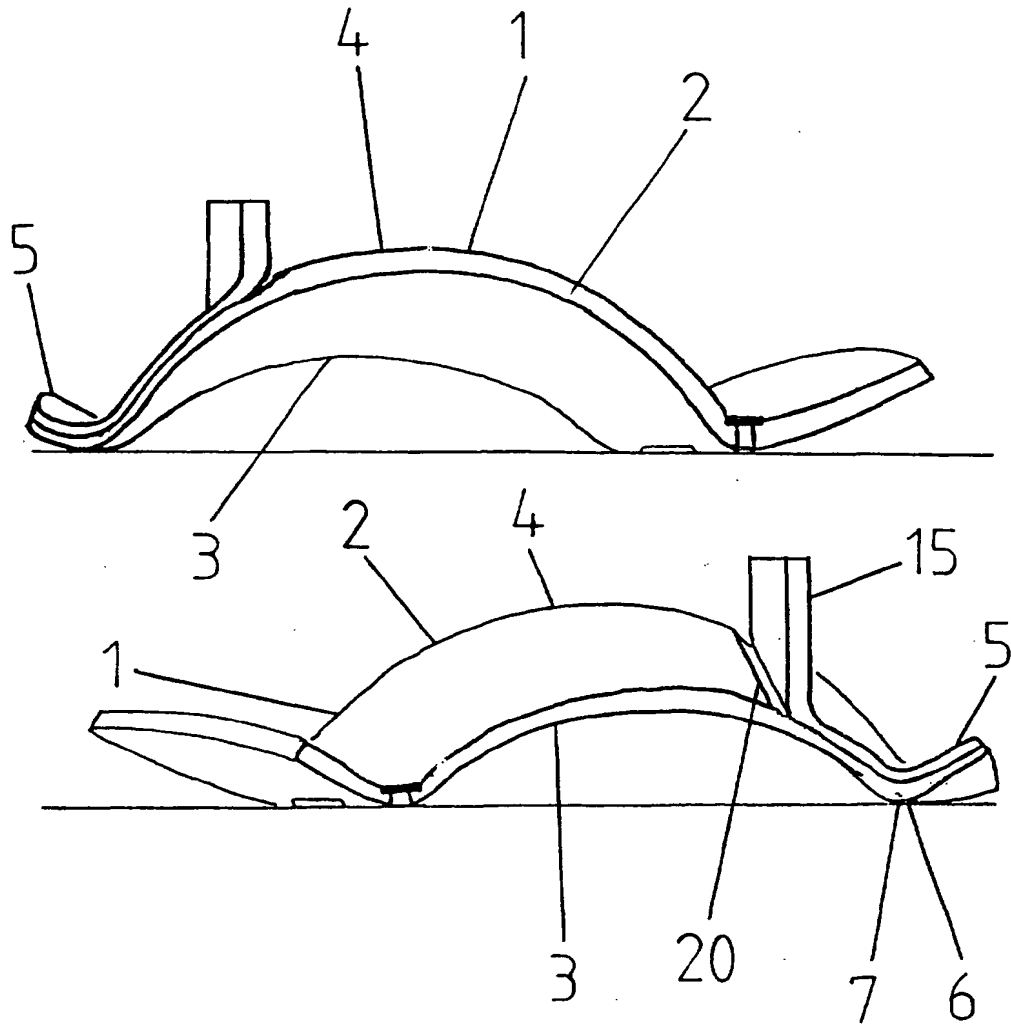


Fig. 2

24.11.98

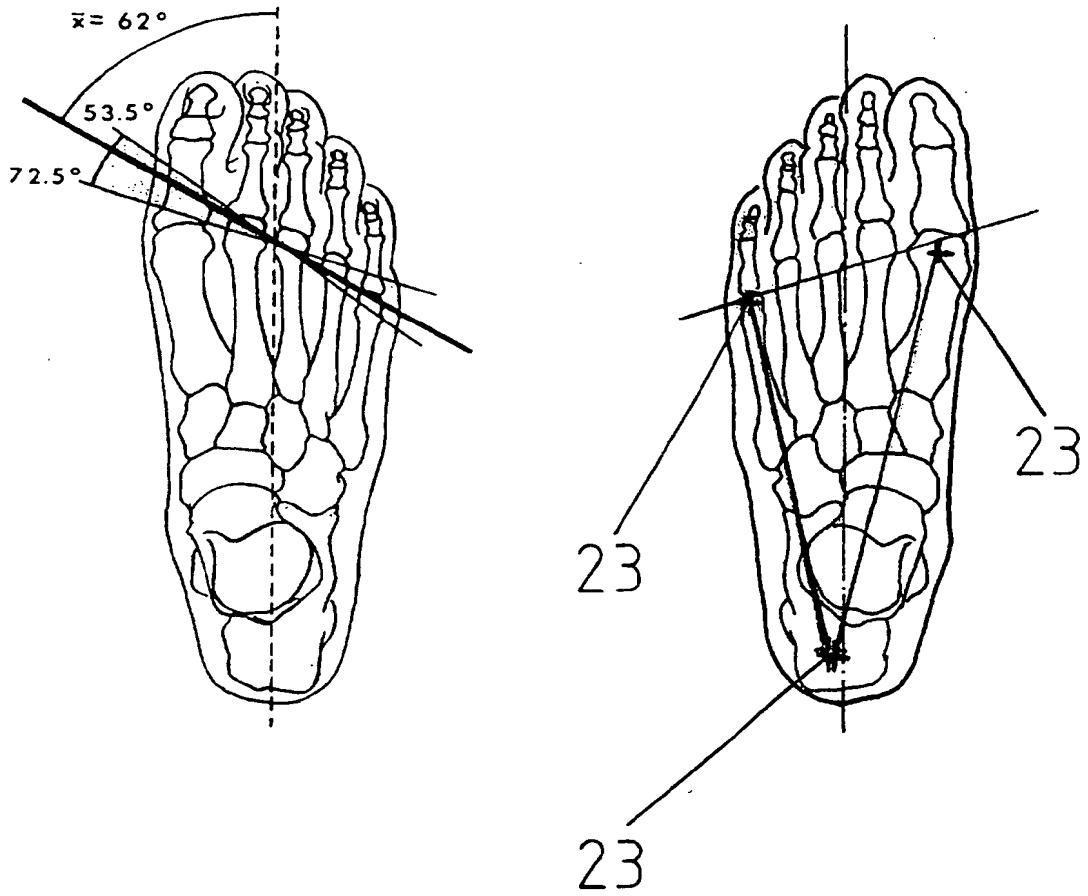


Fig. 3

24.11.98

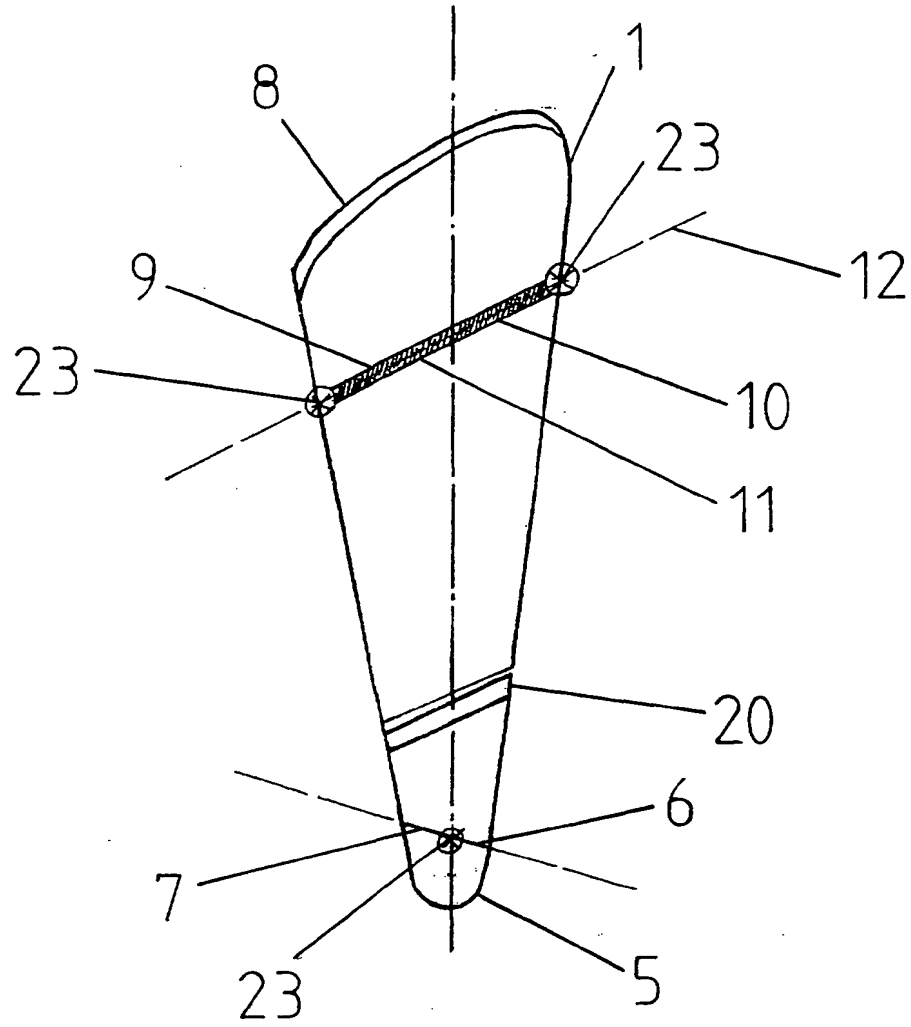


Fig. 4

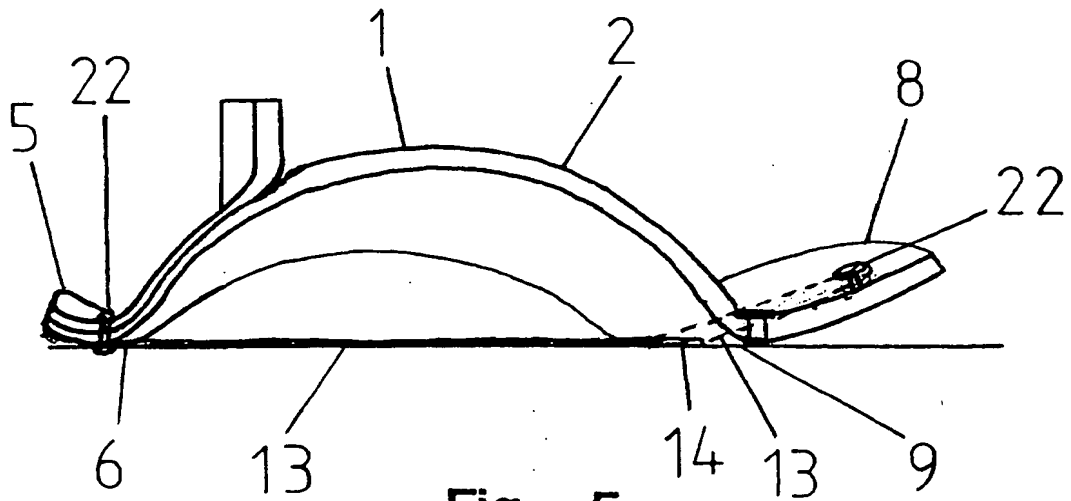


Fig. 5

24.11.98

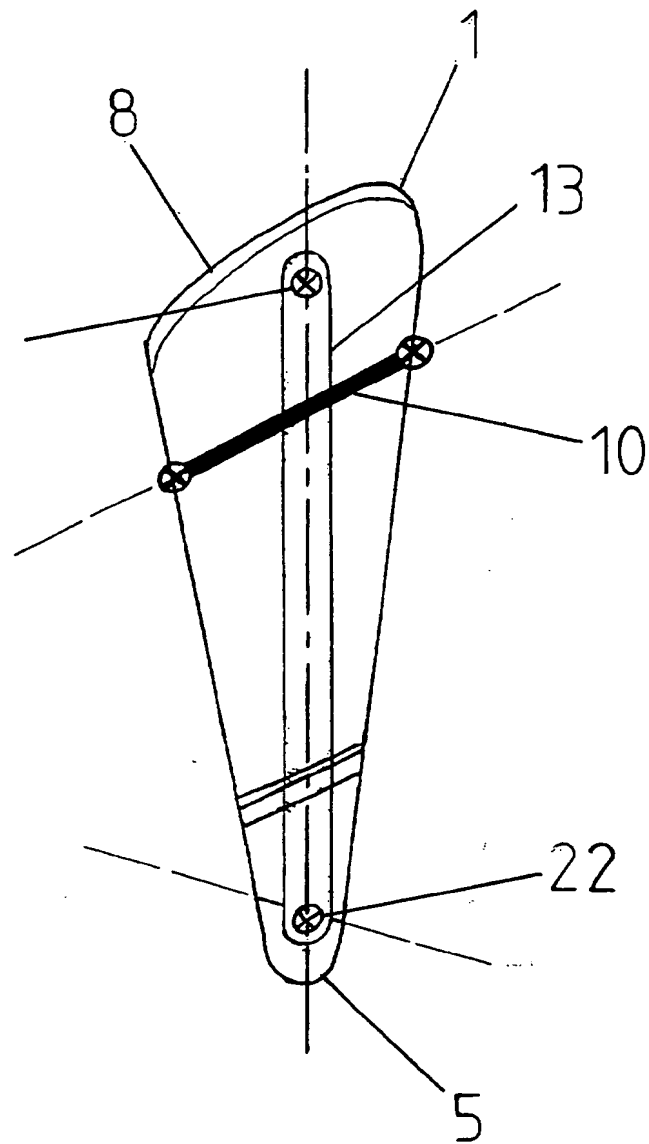
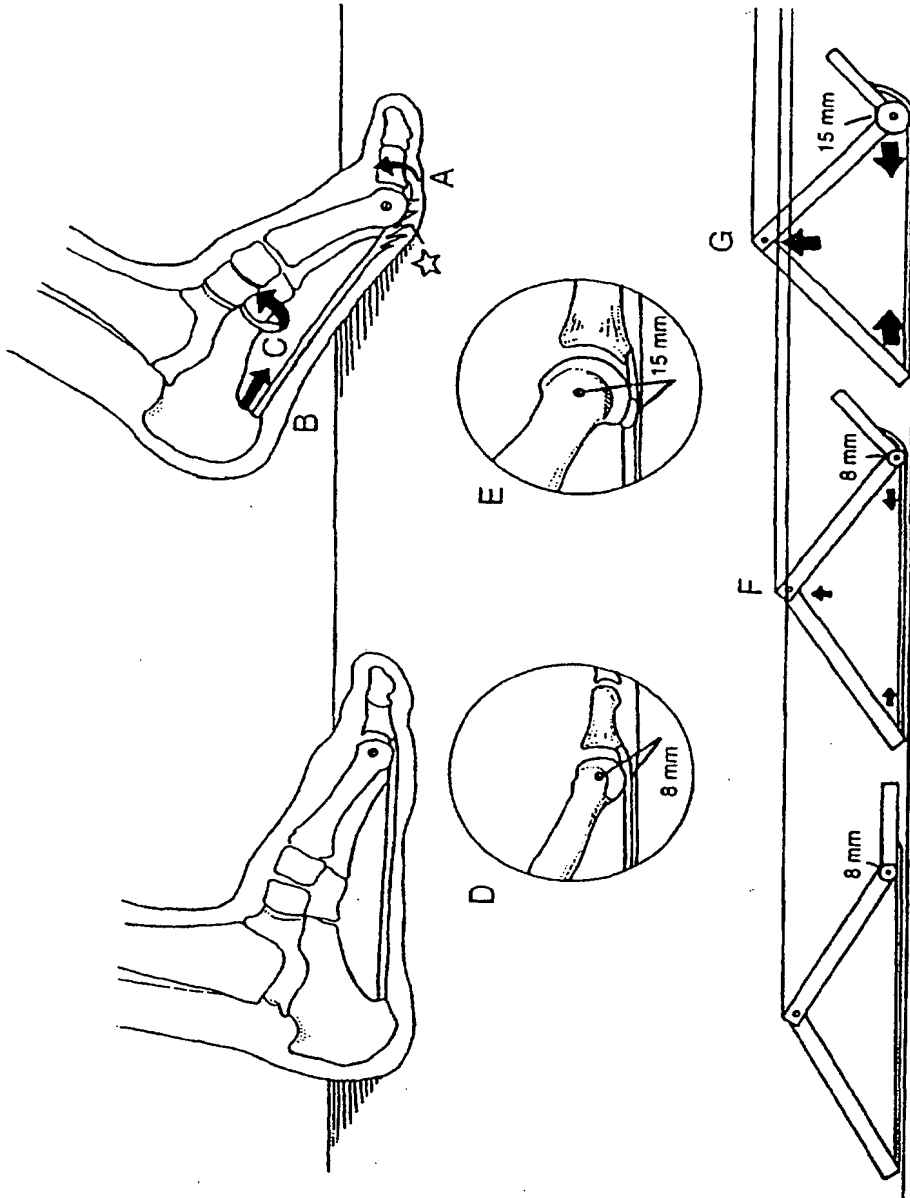


Fig. 6

24.11.98



24.11.98

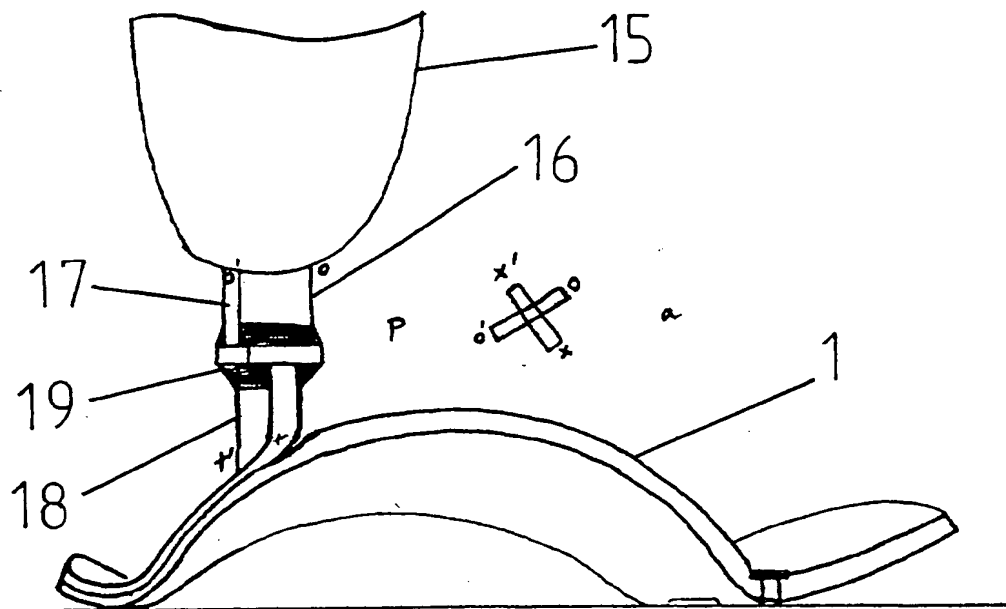


Fig. 8

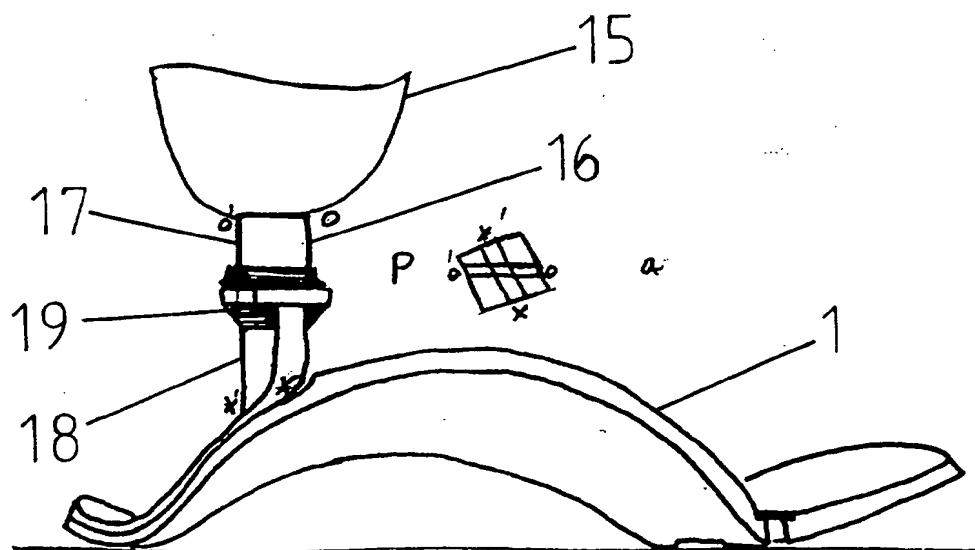


Fig. 9